



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

①2 **Offenlegungsschrift**
①0 **DE 196 24 167 A 1**

②1 Aktenzeichen: 196 24 167.7
②2 Anmeldetag: 18. 6. 98
④3 Offenlegungstag: 18. 1. 97

⑤1 Int. Cl.⁸:
G 01 B 9/02
G 01 J 9/02
A 81 B 5/11
A 81 B 3/12
G 02 B 26/00

DE 196 24 167 A 1

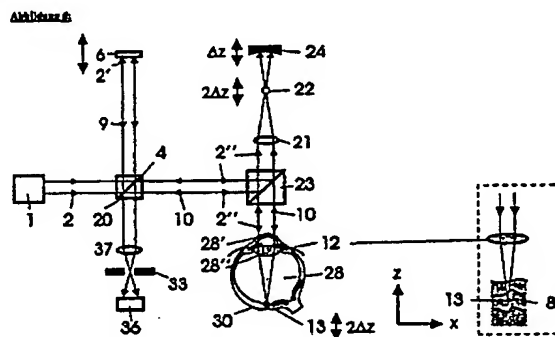
③0 Unionspriorität: ③2 ③3 ③1
23.06.95 AT 1074/95

⑦1 Anmelder:
Carl Zeiss Jena GmbH, 07745 Jena, DE

⑦2 Erfinder:
Fercher, Adolf Friedrich, Prof. Dr., Wien, AT

⑤4 Kohärenz-Biometrie und -Tomographie mit dynamischem kohärentem Fokus

⑤7 Bei der Anwendung der Kohärenz-Distanzmessung in der medizinischen Biometrie und in der medizinischen Kohärenz-Tomographie wird ein interferometrischer Meßlichtstrahl auf das Meßobjekt gerichtet und zur Verbesserung der Transversalauflösung fokussiert. Da der Fokus des Meßlichtstrahls in der axialen Richtung fixiert ist, kann hohe Transversalauflösung nicht in der gesamten Objektiefe an allen interferometrischen Meßstellen entlang dem Meßlichtstrahl erzielt werden. Eine bloße Verschiebung des Fokus entlang dem Meßstrahl löst dieses Problem nicht, weil der Fokus dann die Kohärenz zum Referenzlicht verliert und die aktuelle interferometrische Meßstelle dann außerhalb dieses Fokus liegen wird. Es gibt den Vorschlag, gleichzeitig mit der Fokusverschiebung durch die den Fokus erzeugende Optik auch den Referenzlichtspiegel zur Aufrechterhaltung der Kohärenz des Fokus synchron zu verschieben. Die Erfindung gibt ein Verfahren an, bei dem die Fokusverschiebung und die Aufrechterhaltung der Kohärenz des Fokus durch ein und dasselbe zu bewegendes optische Element bewerkstelligt wird.



DE 196 24 167 A 1

Stand der Technik

In der optischen Kohärenz-Distanzmessung [Hitzenberger, C. K.: Optical Measurement of the Axial Eye Length by Laser Doppler Interferometry. In: Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 32 (1991), Nr. 3, S. 616—624] und in der optischen Kohärenztomographie [Huang, D.; Swanson, E. A.; Lin, C. P.; Schuman, J. S.; Stinson, W. G.; Chang, W.; Hee, M. R.; Flotte, T.; Gregory, K.; Puliafito, C. A.; Fujimoto, J. G.: Optical coherence tomography. In: Science 254 (1991), S. 1178—1181] wird Interferometrie mit Licht kurzer Kohärenzlänge dazu benutzt, die Lage lichtstreuender Stellen im Innern von Meßobjekten oder abzubildenden Objekten zu lokalisieren.

Beide Verfahren beruhen auf interferometrischen Meßmethoden, die man genauer auch als Kurzkohärenz-Interferometrie bezeichnen kann. Kurzkohärenz-Interferometrie bedeutet hier grundsätzlich, daß Licht kurzer Kohärenzlänge verwendet wird und die zu messende Länge im Meßstrahl dadurch bestimmt wird, daß die Länge im Referenzstrahl so lange verändert wird, bis Interferenzen auftreten, was nur bei Gleichheit der Länge der beiden Strahlengänge innerhalb der Kohärenzlänge des benutzten Lichts der Fall ist. Die bekannte Länge des Referenzstrahls ist dann gleich der gesuchten Länge im Meßstrahl. Bei dieser Kurzkohärenz-Interferometrie befindet sich das Meßobjekt nun entweder in dem Meßarm eines Zweistrahl-Interferometers und die Objektlängen werden durch Anpassung der optischen Länge des Referenzarms des Interferometers an die Distanzen im Meßarm bestimmt [Swanson, E. A.; Huang, D.; Hee, M. R.; Fujimoto, J. G.; Lin, C. P.; Puliafito, C. A.: High-speed optical coherence domain reflectometry. In: Opt. Lett. 17 (1992), S. 151—153] oder es wird das Meßobjekt mit einem Doppelstrahl [„Dual beam“; siehe die Publikation Fercher, A. F.; Li, H. C.; Hitzenberger, C. K.: Slit Lamp Laser Doppler Interferometer. In: Lasers Surg. Med. 13 (1993), S. 447—452] beleuchtet, der aus einem Zweistrahl-Interferometer austritt und die Objektlängen werden durch Anpassung der Wegdifferenzen in dem besagten Zweistrahl-Interferometer an die optischen Distanzen im Meßobjekt bestimmt.

Bei diesen Methoden wird mittels der Kurzkohärenz-Interferometrie in longitudinaler Richtung, also in Richtung des beleuchtenden Lichtstrahls, eine sehr hohe optische Auflösung (= kleinster Abstand zweier noch getrennt erfaßbarer Punkte), etwa von der Größe der Kohärenzlänge $l_c = \lambda^2 / \Delta\lambda$ (λ = Wellenlänge, $\Delta\lambda$ = Bandbreite des verwendeten Lichts), d. h. von der Größe einiger μm , erreicht. Transversal zur Beleuchtungsrichtung wird hingegen nur in Ausnahmefällen eine ähnlich gute optische Auflösung erreicht; insbesondere ist die transversale optische Auflösung nicht über die gesamte Objektiefe gleich gut. Eine über die gesamte Objektiefe hohe und gleich gute Auflösung wird nun entsprechend der Erfindung durch die Verwendung eines sogenannten dynamischen kohärenten Fokus erreicht. Unter einem dynamischen kohärenten Fokus wird hier der Fokus eines Lichtbündels verstanden, welcher auch bei räumlicher Verschiebung immer kohärent zum Referenzlicht bleibt. Dieses erfindungsgemäße Verfahren wird weiter unten anhand der Abbildungen näher erläutert.

Fokussierte Lichtbündel werden schon länger zur präzisen Lagebestimmung und Objektpositionierung

benutzt. Hierbei handelt es sich jedoch immer um die Feststellung der Lage von Objektoberflächen und nicht um die Bestimmung der Tiefenstruktur der Objekte. So wird etwa in der Deutschen Offenlegungsschrift DE 2 333 281 (Offenlegungstag 17. 1. 1974) ein Verfahren zur Justierung des Brennpunkts eines optischen Systems auf interferometrischer Basis (jedoch keine Kurzkohärenz-Interferometrie) beschrieben. Hierbei wird der Meßstrahl auf die Objektoberfläche fokussiert und das reflektierte Licht wird mit einem Referenzlichtstrahl zur Interferenz gebracht. Die Form der Interferenzstreifen bildet dann ein Kriterium dafür, ob sich die Objektoberfläche in dem Fokus befindet oder nicht. Dieses Verfahren ist daher nur zur Feststellung der Lage einzelner Objektoberflächen geeignet und stellt daher keine direkte Alternative zu dem erfindungsgemäßen Verfahren dar. Außerdem treten bei vorliegender Tiefenstruktur statistische Interferenzerscheinungen, sogenannte Speckle, auf, die sich einer Interpretation weitgehend entziehen. Ein weiteres Verfahren zur Positionsbestimmung von Objektoberflächen wird in dem US-Patent US 4 589 773 (Patentdatum 20. 5. 1986) beschrieben. Hier wird die Objektoberfläche, wie bei dem bekannten optischen Lichtschnittmikroskop, von einem Meßlichtbündel schräg beleuchtet. Eine longitudinale Verschiebung des Objekts hat dadurch eine transversale Verschiebung des Lichtflecks auf der Objektoberfläche zur Folge. Dieser Lichtfleck wird auf einen besonderen Photodetektor abgebildet, der die Ablage des Lichtflecks von der Sollposition in ein elektrisches Signal umwandelt und so die Position des Objekts feststellen läßt. Auch dieses Verfahren eignet sich nur zur Feststellung der Lage einzelner Oberflächen, nicht jedoch zur Registrierung der Tiefenstruktur eines Objekts. Es arbeitet nicht interferometrisch, hat daher auch keine interferometrische Empfindlichkeit und kann daher nicht mit dem erfindungsgemäßen Verfahren verglichen werden.

Weitere Verfahren zur Feststellung der Lage einzelner Objektoberflächen sind im Zusammenhang mit dem Fokussierungsproblem bei den CD-Platten bekannt geworden. Etwa die US-Patente US 4 631 395 (Patentdatum 23. 12. 1986) und US 4 866 262 (Patentdatum 12. 9. 1989). Auch diese Verfahren eignen sich nur zur Feststellung der Lage einzelner Oberflächen, nicht jedoch zur Registrierung der Tiefenstruktur eines Objekts; sie arbeiten nicht interferometrisch und können daher nicht mit dem erfindungsgemäßen Verfahren verglichen werden.

Hingegen wird das Problem des bei der Kohärenz-Biometrie und -Tomographie in der internationalen PCT-Anmeldung WO 92/19930 „Method and apparatus for optical imaging and measurement“ (Prioritätsdatum: 29. April 1991; Erfinder: Huang, D.; Fujimoto, J. G.; Puliafito, C. A.; Lin, C. P.; Schuman, J. S.) angesprochen. In dieser Patentschrift wird das angesprochene Problem einer über die gesamte Objektiefe hohen und gleich guten Auflösung dadurch erreicht, daß gleichzeitig mit der Bewegung des Meßfokus der Umlenkspiegel im Referenzstrahlengang synchron bewegt wird. Dieses Verfahren wird weiter unten im Zusammenhang mit der Abb. 5 noch näher erläutert. Eine synchrone Bewegung des Meßfokus und des Umlenkspiegels im Referenzstrahl läßt sich zwar technisch bewerkstelligen, bedeutet jedoch einen erheblichen zusätzlichen mechanischen und elektronischen Aufwand. Außerdem wird im allgemeinen die geometrische Verschiebung des Meßfokus nicht der Änderung der optischen Länge im Referenzstrahl entsprechen, weil im Meßstrahlengang und im

Referenzstrahlengang unterschiedliche Brechungsindizes vorliegen. Die vorliegende Erfindung löst beide Probleme mit Hilfe des kohärenten dynamischen Fokus, bei dem die Fokusverschiebung und der Abgleich der optischen Längen zwischen Meßstrahl und Referenzstrahl durch die Verschiebung eines einzigen optischen Elements erfolgen.

Das erfindungsgemäße Verfahren wird anhand der folgenden Abbildungen erläutert:

Abb. 1: Optische Kohärenz-Distanzmessung auf Basis eines Interferometers mit einem Kösters-Doppelprisma (im Text auch kurz "Kösters-Interferometer" genannt).

Abb. 2: Photodetektor-Signal U entlang der z-Position des Referenzspiegels bei der optischen Kohärenz-Distanzmessung entsprechend dem A-Bild in der medizinischen Ultraschall-Technik.

Abb. 3: Beispiel eines Interferometers für die Kohärenztomographie.

Abb. 4: Optische Kohärenz-Distanzmessung auf der Basis eines Interferometers mit einem Kösters-Doppelprisma bei Fokussierung des Objektlichtstrahls.

Abb. 5: Optische Kohärenz-Distanzmessung auf der Basis eines Interferometers mit einem Kösters-Doppelprisma bei gegenüber Abb. 4 um eine Strecke Δz verschobenem Referenzspiegel und um dieselbe Distanz Δz verschobener Fokussieroptik.

Abb. 6: Realisierung des erfindungsgemäßen Verfahrens am Beispiel der Messung intraokulärer Distanzen mittels der Kurzkohärenz-Interferometrie auf Basis eines Michelson-Interferometers.

Abb. 7: Realisierung des erfindungsgemäßen Verfahrens am Beispiel der Messung intraokulärer Distanzen mittels der Kurzkohärenz-Interferometrie auf Basis eines Mach-Zehnder-Strahlengangs.

Abb. 8a: Technische Lösung zur Herstellung eines periodisch bewegten Fokus.

Abb. 8b: Technische Lösung zur Herstellung eines kontinuierlich bewegten Fokus.

Abb. 9: Alternative zur Herstellung eines bewegten Fokus.

Abb. 10a: Bewegter virtueller Fokus als weitere Alternative zur Herstellung eines bewegten Fokus.

Abb. 10b: Bewegter virtueller Fokus, erzeugt mit Hilfe einer bewegten Zerstreuungslinse und einem mitbewegten Planspiegel, als weitere Alternative zur Herstellung eines bewegten Fokus.

Abb. 11: Realisierung des erfindungsgemäßen Verfahrens am Beispiel der Messung intraokulärer Distanzen mittels des "Dual-Beam"-Verfahrens.

Abb. 12: Illustration zur Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens in der optischen Tomographie an einem Beispiel aus der Ophthalmologie.

Abb. 13: Illustration zur Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens in der optischen Tomographie auf Basis eines faseroptischen Interferometers.

Bezugszeichenliste:

- 1 Lichtquelle
- 2 Lichtstrahl kurzer Kohärenzlänge
- 2' Referenzstrahl kurzer Kohärenzlänge
- 2'' Lichtstrahl kurzer Kohärenzlänge im Meßarm des Interferometers; das Objekt beleuchtender Meßlichtstrahl
- 3 Kösters-Doppelprisma-Interferometer
- 4 Strahlteilerfläche
- 5 Außenfläche des Kösters-Prismas

- 6 Endspiegel des Referenzstrahlengangs
- 7 Außenfläche des Kösters-Prismas
- 8 Meßobjekt
- 8', 8'' und 8''' lichtremitierende Strukturen des Meßobjekts
- 9 Referenzlichtstrahl
- 10 vom Objekt remittierter Meßstrahl
- 11 Photodetektor
- 12 Optik, die das Meßlicht auf das Meßobjekt fokussiert
- 13 Meßfokus
- 14 Umlenkspiegel, rotierender oder schwingender Scanningspiegel
- 15, 15' und 15'' unterschiedliche Richtungen des Meßstrahls
- 16 tomographische Abbildung
- 17 starre Verbindung zwischen Referenzspiegel 6 und Fokussieroptik 12
- 20 Strahlteiler
- 21 Linsenoptik
- 22 Fokus, Krümmungsmittelpunkt des Hohlspiegels
- 23 Strahlteiler
- 24, 24' und 24'' Meßlichtspiegel (Hohlspiegel)
- 25 Fokus, Krümmungsmittelpunkt des Hohlspiegels
- 25' Bild des Fokus 25
- 26 Strahlteiler
- 27, 27' Linsenoptiken
- 28 Meßobjekt (Auge)
- 28' Hornhaut
- 28'' Augenlinse
- 30 Augenfundus
- 32 Strahlenfokus
- 33 Lochblende
- 34 Dachkantprisma
- 35 Strahlteiler
- 36 Photodetektor
- 37 Linsenoptik
- 38 Sammellinse
- 39 Planspiegel
- 40 Konvexspiegel
- 41 Optik
- 42 virtueller Strahlenfokus, Krümmungsmittelpunkt des Konvexspiegels 40 und Fokus der Optik 41
- 43 Optik
- 44 Zerstreuungslinse
- 45 Planspiegel
- 46 gemeinsamer Fokus der Optik 41 und der Zerstreuungslinse 44
- 50 Optik
- 51 Strahlenfokus, Krümmungsmittelpunkt des Hohlspiegels 55
- 52 Strahlteiler
- 53 Fokus des Referenzlichtbündels 2'
- 54 konkaver Referenzspiegel
- 55 Meßlichtspiegel (Hohlspiegel)
- 56' Strahlenfokus, Krümmungsmittelpunkt des Hohlspiegels 55
- 57 Strahlteiler
- 58 Optik
- 59 Vorderfläche der Hornhaut
- 60 Lochblende
- 61 Optik
- 62 Photodetektor
- 63 Strahlenfokus
- 70 Umlenkspiegel
- 71 Strahlteiler
- 72 Strahlenfokus
- 73 Linsenoptik

- 74 Linsenoptik
- 75 tomographischer Scanningspiegel
- 76 Fokus
- 77 Fokus
- 78 Optik
- 79 Lochblende
- 80 elastischer Bügel
- 81 stabile Unterlage
- 82 Tauchkern
- 83 Magnetspule
- 84 Stromquelle
- 85 rotierende Scheibe
- 86 Scheibenachse
- 90 Photodetektor
- 91 Dachkantprisma
- 92 Umlenkspiegel
- 93 Optik
- 94 Optik
- 95 Strahlteiler
- 99 faseroptisches Interferometer
- 100 fokussierte Optik
- 101 Eingang des faseroptischen Interferometers
- 102 Optik
- 103 Referenzspiegel
- 104 Optik
- 105 Strahlteiler
- 106 bewegter Meßlichtspiegel
- 107 bewegter Fokus
- 108 Optik
- 109 tomographischer Scanningspiegel
- 110 Fokus
- 111 Optik
- 112 Ausgang des faseroptischen Interferometers
- 113 Optik
- 114 Photodetektor
- 115 faseroptischer Koppler

In der Abb. 1 ist ein Interferometer mit einem Kösters-Doppelprisma dargestellt und wird hier wegen der Übersichtlichkeit seines Strahlengangs zur Erläuterung der dieser Patentanmeldung zugrunde liegenden Problematik benutzt.

In dem Strahlengang der Abb. 1 emittiert eine Lichtquelle 1 einen Lichtstrahl 2 von kurzer Kohärenzlänge (angedeutet durch kurze Wellenzüge) jedoch mit perfekter räumlicher Kohärenz. Beispiele für solche Lichtquellen sind Multimoden-Halbleiterlaser, Superlumineszenzdiolen oder durchstimmbare Halbleiterlaser. Der Lichtstrahl 2 trifft auf ein Interferometer mit einem Kösters-Doppelprisma 3 mit einer Strahlteilerfläche 4. Das Kösters-Doppelprisma besteht aus zwei mit ihren längeren Katheten zusammengekitteten rechtwinkligen Prismen. Der die Strahlteilerfläche 4 durchdringende Anteil 2' des Lichtstrahls 2 trifft als Referenzstrahl auf die Außenfläche 5 des Kösters-Doppelprismas und wird zum Referenzspiegel 6 des Interferometers reflektiert. Der an der Strahlteilerfläche 4 reflektierte Anteil des Lichtstrahls 2 wird von der Außenfläche 7 des Kösters-Doppelprismas als Meßstrahl 2'' auf das Meßobjekt 8 mit den lichtemittierenden Strukturen 8', 8'' und 8''' gerichtet.

Der auf den Referenzspiegel 6 treffende Lichtstrahl wird von diesem reflektiert und trifft als Referenzstrahl 9 über die Außenfläche 5 des Kösters-Interferometers auf die Strahlteilerfläche 4 und wird von dieser auf den Photodetektor 11 am Interferometerausgang reflektiert. Analog werden die an Objektstrukturen 8', 8'' und 8''' reflektierten Meßstrahlen 10 über die Außenfläche 7

und durch die Strahlteilerfläche 4 hindurch ebenfalls auf den Photodetektor 11 am Interferometerausgang gerichtet und interferieren dort mit dem Referenzstrahl 9.

Vor der weiteren Erläuterung der Erfindung sei zunächst auf ein Grundprinzip aller Interferometer hingewiesen: Bei interferometrischen Strahlengängen wird das von einer Lichtquelle emittierte Licht zunächst durch Strahlteilung, beispielsweise durch einen halbdurchlässigen Spiegel (Strahlteilerfläche 4 in der Abb. 1), in Referenzstrahl (2' in Abb. 1) und Meßstrahl (2'' in Abb. 1) geteilt. Nach Durchlaufen unterschiedlicher Wege erfolgt eine Zusammenführung des vom Meßobjekt zurücklaufenden Meßstrahls 10 und des vom Referenzspiegel zurückkommenden Referenzstrahls 9, beispielsweise mittels eines halbdurchlässigen Spiegels (in der Abb. 1 wiederum die Strahlteilerfläche 4), und die beiden Strahlen interferieren. Aus dem Interferenzzustand kann man dann auf Unterschiede in der optischen Länge der beiden Teilstrahlen schließen.

Die hier benutzte Kurzkohärenz-Interferometrie arbeitet anders: Die Position des Referenzspiegels 6 in der Abb. 1 definiert eindeutig die Länge des Referenzstrahlengangs (in der Abb. 1 von 4 nach 6 und zurück nach 4). Nun wird bei der Kurzkohärenz-Interferometrie Licht kurzer Kohärenzlänge benutzt. Interferenzen treten jedoch nur auf, wenn die Interferenzbedingung erfüllt ist, d. h. wenn die optische Länge (= geometrische Länge mal dem Brechungsindex entlang des Weges) des Referenzstrahlengangs innerhalb einer Toleranz von der Größe der Kohärenzlänge l_c des benutzten Lichts gleich ist der optischen Länge des Meßstrahlengangs (in der Abb. 1 von 4 zur aktuellen interferometrischen Meßposition 8''' und zurück nach 4). Die Länge des Referenzstrahlengangs definiert also, welche Stelle im Objekt interferometrisch gemessen wird, also die aktuelle interferometrische Meßposition: Die aktuelle interferometrische Meßposition ist jene Position im Meßstrahlengang, für die die optische Länge im Meßstrahlengang von der Strahlteilung bis zur Strahlzusammenführung gleich ist der optischen Länge des Referenzstrahlengangs von der Strahlteilung bis zur Strahlzusammenführung. Aus der leicht meßbaren Länge des Referenzstrahlengangs erhält man somit die gesuchte Länge im Meßstrahlengang. Dies sei an dem Interferometer der Abb. 1 zunächst noch näher erläutert:

Um die gesamte Tiefe des Meßobjekts 8 in z-Richtung zu erfassen, muß der Referenzspiegel 6 eine entsprechende Strecke in Richtung des Referenzstrahls 2' verschoben werden. Die am Interferometerausgang auftretenden Interferenzen sind dabei einerseits ein Kriterium für die Position der aktuellen Meßposition bzw. der lichtemittierenden Stelle im Objekt (sie befindet sich im selben Abstand von der Teilerfläche 4 wie der Referenzspiegel) und andererseits auch ein Maß für die Stärke der Lichtremission aus der jeweils aktuellen Meßposition. D. h. die Position des Referenzspiegels gibt die z-Position dieser aktuellen Meßposition im Objekt an, die Stärke des Meßsignals U ist ein Maß für die Stärke der Lichtremission in der Meßstelle. Das Meßverfahren der Kurzkohärenz-Interferometrie besteht also kurz gesagt darin, die Positionen der betreffenden lichtemittierenden Stellen im Objektinneren — in der Abb. 1 beispielsweise die Stelle 8''' — aus der Position des Referenzspiegels — in der Abb. 1 beispielsweise die Position 6 — zu bestimmen.

Der Referenzspiegel 6 wird beispielsweise mittels eines Schrittmotor-gesteuerten Tisches oder elektrodynamisch oder — bei kürzeren Meßstrecken — piezoelek-

trisch verschoben. Er kann auch eine schwingende oder eine andere Bewegung ausführen. Wo immer die Länge des Referenzlichtstrahls gleich der Länge des Meßlichtstrahls zu einer lichtremittierenden Stelle im Objekt hin ist, werden am Interferometerausgang Interferenzen beobachtet und der Photodetektor 11 liefert ein elektrisches Wechselsignal U. Registriert man nun die Positionen z des Referenzspiegels 6, wo der Photodetektor 11 ein Wechselsignal liefert, beispielsweise anhand der Positionen des Schrittmotor-gesteuerten Tisches, und die zugehörigen Photodetektor-Signale U, erhält man die z-Positionen der zugehörigen lichtremittierenden Stellen entlang dem Meßstrahl 10 im Objekt, wie in der Abb. 2 angedeutet. Eine solche Messung wird im folgenden als "A-Scan" oder "lineare Abtastung" bezeichnet. Das Ergebnis entspricht dem "A-Bild" der medizinischen Ultraschall-Technik. Dies ist das Grundprinzip der Kohärenz-Distanzmessung.

Bei der Kohärenz-Tomographie werden eine ganze Reihe solcher interferometrischer Distanzmessung an (beispielsweise in x-Richtung) benachbarten Stellen durchgeführt und zu einem Bild zusammengefügt. Verschiebt man den das Objekt beleuchtenden Lichtstrahl 2" (siehe Abb. 1) nach jedem A-Scan gegenüber dem Objekt beispielsweise in x-Richtung, erhält man Zeile für Zeile mit jeweils anderer x-Position die Objektstruktur in z-Richtung und kann diese Zeilen zu einem Schnittbild (Tomogramm) zusammensetzen. Die Stärke der auftretenden Interferenzerscheinung ist ein Maß für die Stärke der Lichtremission in der Meßstelle. Man erhält so eine dem "B-Bild" der medizinischen Ultraschall-Technik entsprechende Abbildung. Dies ist das Grundprinzip der optischen Kohärenztomographie.

Eine Verschiebung des das Objekt beleuchtenden Lichtstrahls 2" kann beispielsweise auch durch einen rotierenden oder schwingenden Umlenkspiegel 14 erfolgen, wie in der Abb. 3 dargestellt. Je nach Orientierung des Umlenkspiegels 14 erfolgt die Messung am Objekt 8 in verschiedene Richtungen 15, 15' und 15" bzw. an entsprechende x-Positionen. Die unterschiedliche Stärke der am Interferometerausgang auftretenden Photodetektorsignale kann — beispielsweise nach elektronischer Bandpaßfilterung — zum zeilenweisen Aufbau einer tomographischen Abb. 16 benutzt werden.

Die optische Auflösung in Longitudinalrichtung (= z-Richtung) der interferometrischen Meßstrecke ist, wie erwähnt, etwa von der Größenordnung der Kohärenzlänge l_c des Lichtbündels 2. l_c kann bei modernen Superlumineszenz-Dioden sehr klein, beispielsweise 10 µm, werden. Entsprechend gut ist die Longitudinal-Auflösung der Kohärenz-Distanzmessung und der Kohärenz-Tomographie. Allerdings wird hierbei in der zur z-Richtung orthogonalen (Transversal-)Ebene über die Breite des Lichtbündels gemittelt, siehe Abb. 4. Jedenfalls können innerhalb der Breite des Meßstrahls 2" keine Details unterschieden werden. Zur Behebung dieses Problems kann man den auf das Meßobjekt gerichteten Meßstrahl 2" mit Hilfe einer Linsenoptik 12 fokussieren, wie in der Abb. 4 angedeutet. Offensichtlich erhält man nun im Meßfokus 13 maximale Transversalauflösung; mit zunehmendem z-Abstand vom Meßfokus 13 wird diese jedoch wieder schlechter. Nur dort, wo die aktuelle interferometrische Meßposition im Meßfokus 13 liegt, d. h. nur wo die optische Länge des Referenzstrahlengangs gleich ist der optischen Länge des Meßstrahlengangs von der Strahlteilung zum Meßfokus 13 und weiter zur Strahlzusammenführung, hat man optimale Transversalauflösung. Außerhalb dieser Stelle wird die

Transversalauflösung entlang der interferometrischen Meßstrecke erheblich schlechter sein.

Dieses Problem wird in der oben zitierten PCT-Anmeldung WO 92/19930 "Method and apparatus for optical imaging and measurement" so gelöst, daß gleichzeitig mit der Bewegung des Meßfokus der Umlenkspiegel im Referenzstrahlengang synchron bewegt wird. Dieses Verfahren ist in der Abb. 5 durch eine starre Verbindung 17 angedeutet, die eine synchrone Bewegung in z-Richtung (durch den Doppelpfeil angedeutet) von Referenzspiegel 6 und Fokussieroptik 12 gewährleistet. Dies entspricht dem Verfahren, wie es in der Patentschrift WO 92/19930 beschrieben ist.

Eine synchrone Bewegung des Meßfokus und des Umlenkspiegels im Referenzstrahl läßt sich zwar technisch bewerkstelligen, bedeutet jedoch erstens einen zusätzlichen mechanischen und elektronischen Aufwand. Außerdem wird zweitens im allgemeinen die geometrische Verschiebung des Meßfokus nicht der Änderung der optischen Länge im Referenzstrahl entsprechen, weil im Meßstrahlengang und im Referenzstrahlengang unterschiedliche Brechungsindizes vorliegen. Dieses Verfahren entspricht dem jetzigen Stand der Technik. Die vorliegende Erfindung löst beide Probleme mit Hilfe des kohärenten dynamischen Fokus, bei dem die Fokussverschiebung und der Abgleich der optischen Längen zwischen Meßstrahl und Referenzstrahl durch die Verschiebung eines einzigen optischen Elements gleichzeitig erfolgen.

Die technische Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht daher darin, mit Hilfe eines einzigen zu bewegenden optischen Elements einerseits einen entlang der interferometrischen Meßstrecke bewegten Fokus zu realisieren und andererseits gleichzeitig die optischen Längen von Referenzstrahlengang und Meßstrahlengang bis hin zu diesem Fokus gleich groß zu halten.

Die Erfindung erreicht über die ganze interferometrische Meßstrecke hinweg gleich gute und hohe optische Transversalauflösung dadurch, daß durch geeignete optische Abbildung des von dem bewegten optischen Element erzeugten (dynamischen) Fokus in das Objekt gleichzeitig der Abgleich der optischen Längen von Referenzstrahlengang und Meßstrahlengang bis hin zum (dadurch kohärenten) Meßfokus gewährleistet wird. Die Kohärenz des Meßfokus zum Referenzlicht erreicht man für alle hier infrage kommenden Interferometeranordnungen dadurch, daß man die optische Länge des Objektlichtstrahlengangs für die Position des Meßfokus gleich groß zur optischen Länge des Referenzlichtstrahlengangs macht und dies für alle Verschiebungen und Positionen des Meßfokus sicherstellt (Interferenzbedingung). Dann ist nur das aus dem Meßfokus remittierte Licht mit dem Referenzlicht interferenzfähig und nur dieses wird zur interferometrischen Messung benutzt. Man kann dann von einem "kohärenten Meßfokus" sprechen. Wie anhand der folgenden Anordnungsbeispiele gezeigt wird, sind zur Realisierung dieses Prinzips spezielle Abbildungsmaßstäbe einzuhalten.

Die folgenden Anordnungsbeispiele zeigen, wie dies bei praktisch wichtigen Interferometer-Strahlengängen der Kohärenz-Distanzmessung und Kohärenz-Tomographie erreicht werden kann.

In der Abb. 6 ist ein erstes Beispiel einer Anordnung zur Kohärenz-Distanzmessung in der Ophthalmologie nach dem erfindungsgemäßen Verfahren angegeben. Hierbei geht es beispielsweise um die Messung von Distanzen zwischen lichtremittierenden Schichten im Augenfundus 30, der hier das Meßobjekt im engeren Sinne

darstellt. Cornea 28' und Augenlinse 28'' erfüllen hier die Aufgabe der fokussierenden Optik 12. Anstelle des Augenfundus kann auch ein anderes Objekt 8 vermessen werden; dann wird der Meßstrahl mit Hilfe einer Optik 12 auf dieses fokussiert, wie in dem gestrichelten Kasten in der Abb. 6 rechts unten angedeutet.

In Abb. 6 emittiert die Lichtquelle 1 einen Lichtstrahl 2 mit kurzer Kohärenzlänge, der auf den Strahlteiler 20 trifft, wo an der Teilerfläche 4 die Strahlaufteilung in Referenzstrahl 2' und Meßstrahl 2'' erfolgt. Der die Strahlteilerfläche 4 gerade durchsetzende Anteil des Lichtstrahls 2 läuft als Meßstrahl 2'' über den Strahlteiler 23 und wird von der Optik 21 in den Fokus 22 fokussiert. Der Fokus 22 liegt im Krümmungsmittelpunkt des als Umlenkoptik fungierenden Hohlspiegels 24. Der an dem Hohlspiegel 24 reflektierte Meßstrahl wird von der Optik 21 wiederum kollimiert und trifft auf das Meßobjekt (Auge) 28. Die Optik des Auges 12 fokussiert dieses Lichtbündel in den Meßfokus 13 auf dem Augenfundus 30. Wird anstelle des Augenfundus ein anderes Meßobjekt 8 benutzt, wird der Meßstrahl 2'' mit Hilfe einer anderen Optik 12 auf dieses fokussiert, wie in dem gestrichelten Kasten in der Abb. 7 angedeutet. Das vom Augenfundus remittierte Meßstrahl 10 läuft zurück zum Hohlspiegel 24, wird dort wiederum reflektiert und wird von den Strahlteilern 23 und 20 zum Photodetektor 36 gerichtet. Dort interferiert der Meßstrahl 10 mit dem vom Endspiegel 6 reflektierten Referenzstrahl 9.

Ferner kann man hier mit Hilfe einer Lochblende 33 Lichtanteile, die nicht aus dem kohärenten Meßfokus 13 kommen, ausblenden und so das Signal zu Rausch-Verhältnis der Photodetektorsignale und Bildqualität der Kohärenz-Biometrie und -Tomographie verbessern.

Es sei noch erwähnt, daß man sich zur Reduzierung von Reflexionsverlusten an den Oberflächen der Bauteile und zur Optimierung der Strahlteiler der hier beschriebenen Interferometer des bekannten Stands der Polarisationsoptik bedienen wird. So wird man beispielsweise an der Stelle des Strahlteilers 23 einen Polarisationsstrahlteiler anordnen. Damit dieser Strahlteiler sinnvoll fungiert, muß zur Einstellung der Polarisationsrichtung des auftretenden Lichtbündels zwischen den Strahlteilern 20 und 23 eine drehbare $\lambda/2$ -Platte angeordnet werden. Ferner muß zwischen dem Strahlteiler 23 und der Optik 21 eine $\lambda/4$ -Platte angeordnet werden. Da dies jedoch zum bekannten Stand der Technik gehört, wird hier nicht näher auf die genaue Funktion dieser Elemente eingegangen.

In der Abb. 7 ist ein weiteres Beispiel einer Anordnung zur Kohärenz-Distanzmessung in der Ophthalmologie nach dem erfindungsgemäßen Verfahren auf Basis eines dem Mach-Zehnder-Interferometer ähnlichen Strahlengangs angegeben. Auch hier geht es um die Messung von Distanzen zwischen lichtremittierenden Schichten im Augenfundus 30, der hier das Meßobjekt im engeren Sinne darstellt. Cornea 28' und Augenlinse 28'' erfüllen auch hier die Aufgabe der fokussierenden Optik 12. Wiederum kann anstelle des Augenfundus auch ein anderes Objekt 8 vermessen werden; dann wird der Meßstrahl mit Hilfe einer Optik 12 auf dieses fokussiert, wie in dem gestrichelten Kasten in der Abb. 7 links unten angedeutet.

In Abb. 7 emittiert die Lichtquelle 1 einen Lichtstrahl 2 mit kurzer Kohärenzlänge, der auf den Strahlteiler 20 trifft, wo die Strahlaufteilung in Referenzstrahl 2' und Meßstrahl 2'' erfolgt. Der an der Strahlteilerfläche 4 reflektierte Referenzstrahl 2' wird von dem Umlenkspiegel 34 zum Interferometerausgang mit dem Photo-

detektor 36 reflektiert und interferiert dort mit dem vom Meßarm des Interferometers kommenden Lichtbündel. Der Umlenkspiegel 34 kann in axialer Richtung zum Abgleich der optischen Weglängen in Referenzstrahl und Meßstrahl (gerechnet bis zum Meßfokus 13) verschoben werden, was in der Abbildung durch einen Doppelpfeil angedeutet ist. Der die Strahlteilerfläche 4 gerade durchsetzende Anteil des Lichtstrahls 2 wird als Meßstrahl 2'' von einer Optik 21 in einen Fokus 22 fokussiert. Der Fokus 22 liegt im Krümmungsmittelpunkt des als Umlenkoptik fungierenden Hohlspiegels 24. Der vom Fokus 22 aus divergent verlaufende Meßstrahl 2'' wird von dem Strahlteiler 23 auf den fokussierenden Meßlichtspiegel (Hohlspiegel) 24 gerichtet und von diesem in einen Fokus 25 fokussiert, der ebenfalls im Krümmungsmittelpunkt des Hohlspiegels 24 liegt. Der vom Fokus 25 divergent verlaufende Meßstrahl 2'' durchläuft weiters den Strahlteiler 26 und wird von der Optik 27 in den Fokus 25' fokussiert und von der Optik 27 schließlich auf das Meßobjekt (Auge) 28 gerichtet. Die Optik des Auges 12 fokussiert dieses Lichtbündel in den Meßfokus 13 auf dem Augenfundus 30. Wird anstelle des Augenfundus ein anderes Meßobjekt 8 benutzt, wird der Meßstrahl 2'' mit Hilfe einer anderen Optik 12 auf dieses fokussiert, wie in dem gestrichelten Kasten in der Abb. 7 angedeutet. Das vom Meßfokus 13 remittierte Licht läuft dann über die Strahlteiler 26 und 35 zum Interferometerausgang und interferiert dort mit dem Referenzlichtbündel.

Anders als in dem Beispiel der Abb. 5 mit dem Kösters-Interferometer, wird in den Anordnungen nach Abb. 6 und 7 nur der Meßlichtspiegel 24 in z-Richtung um die Strecke Δz , wie durch den Doppelpfeil angedeutet, bewegt. Dies kann beispielsweise mit Hilfe eines Schrittmotor-gesteuerten Scanningtisches erreicht werden oder kann mit einer piezoelektrischen Halterung, die von einer Wechselspannung angesteuert wird, oder elektrodynamisch, wie in der Abb. 8a skizziert, erreicht werden. Entsprechend bewegt sich der Fokus 25 des Meßstrahls 2'' um die Strecke $2 \cdot \Delta z$. In der Folge wird schließlich auch der kohärente Meßfokus 13, wie oben im Zusammenhang mit dem Kösters-Interferometer beschrieben, durch das Objekt entlang der Meßstrecke in z-Richtung verschoben. Die Lage der lichtremittierenden Stellen im Objektinnern ergibt sich eindeutig aus der jeweiligen Position des Meßlichtspiegels 24.

In Abb. 8a ist eine andere Möglichkeit zur Bewegung des Meßlichtspiegels 24 skizziert. Dort ist der Hohlspiegel 24 auf einem elastischen Metallbügel 80 befestigt. Dieser Metallbügel ist an seinen Enden auf einer stabilen Unterlage 81 befestigt. Auf der dem Hohlspiegel gegenüberliegenden Seite ist an dem Metallbügel ein magnetisch weicher Tauchkern 82 befestigt; dieser Tauchkern ragt in eine Magnetspule 83. Durch diese wird ein geeigneter Wechselstrom von einer Stromquelle 84 geschickt, so daß der Tauchkern durch die Wirkung des von der Spule 83 erzeugten Magnetfelds gemeinsam mit dem Hohlspiegel 24 in z-Richtung bewegt wird.

Eine andere Möglichkeit zur Bewegung des Meßlichtspiegels um eine Strecke Δz ist in der Abb. 8b dargestellt. Dort ist der Hohlspiegel 24 auf dem Umfang einer um die Achse 86 rotierenden Scheibe 85 angebracht. Man kann auch mehrere Meßlichtspiegel 24' und 24'' am Umfang anbringen und dadurch bei kleiner Drehzahl der Scheibe 85 relativ hohe Meßraten erzielen.

Sowohl in der Anordnung nach Abb. 8a als auch in jener nach Abb. 8b kann als Umlenkoptik anstelle des

Hohlspiegels 24 auch eine Kombination aus Linse plus Planspiegel, wie in der Abb. 9, oder ein Konvexspiegel, wie in Abb. 10a, oder eine andere Kombination, wie in der Abb. 10b dargestellt, verwendet werden.

Ein wesentlicher Punkt der vorliegenden Anmeldung ist die Aufrechterhaltung der eingestellten Wegdifferenz Null (Interferenzbedingung) zwischen Referenzlichtstrahlengang und Meßlichtstrahlengang bis zum dynamischen Fokus 13. Hierzu muß die optische Abbildung des von dem bewegten optischen Element erzeugten Fokus (z. B. in der Abb. 6 die Abbildung des Fokus 22 über die Optik 21 und die Optik des Auges) in den Meßfokus 13 so erfolgen, daß trotz Fokusbewegung im Meßobjekt die optische Weglänge im Meßstrahlengang zum Fokus hin unverändert bleibt. Berücksichtigt man im Fall des Strahlengangs der Abb. 6, daß das Meßlicht die Strecke zwischen dem bewegten Umlenkspiegel 24 und dem Meßfokus 13 zweimal und die Strecken zwischen Umlenkspiegel 24 und Strahlteiler noch weitere zwei Merkmale durchläuft, folgt, daß die optische Länge dieses Gesamtweges auch bei bewegtem Meßfokus dann konstant bleibt, wenn der Fokus 22 im Abbildungsmaßstab 1 : 1 in den Augenfundus abgebildet wird. Hierbei verschieben sich die Fokusse 22 und 13 um $2 \cdot \Delta z$, wenn sich der Umlenkspiegel um Δz verschiebt. Zur Sicherstellung der 1 : 1 Abbildung muß die Brennweite der Optik 21 gleich der Brennweite der Optik 12 sein. Um verschiedene Baulängen von Augen — und damit zugleich Brennweiten ihrer Optik — berücksichtigen zu können, kann die Optik 21 als Zoom-Optik und in der optischen Achse verschiebbar ausgelegt werden. Dann verschiebt sich der kohärente Meßfokus 13 um dieselbe Strecke Δz wie der Meßspiegel und die Interferenzbedingung bleibt für alle Fokusspositionen erfüllt. Dies entspricht dem erfindungsgemäßen Verfahren.

In der Anordnung nach Abb. 7 muß die optische Abbildung des Fokus 25 (über 25') in den Meßfokus 13 zur Aufrechterhaltung der eingestellten Wegdifferenz Null zwischen Meß- und Referenzlichtstrahlengang (Interferenzbedingung) insgesamt so erfolgen, daß sich bei einer Bewegung des Hohlspiegels 24 um Δz der Meßfokus 13 ebenfalls um Δz bewegt. Dies wird durch einen (longitudinalen) Abbildungsmaßstab des Fokus 25 (er verschiebt sich um $2 \cdot \Delta z$) in den Meßfokus 13 von insgesamt 1 : 1/2 erreicht. Da nach den bekannten Gesetzen der geometrischen Optik (z. B.: H. Haferkorn, Optik, J. A. Barth Verlag Leipzig, ISBN 3-335-00363-2, 1994, Seite 191) der Tiefenmaßstab proportional zum Quadrat des transversalen Abbildungsmaßstabs ist, muß die Abbildung des Fokus 25 in den Fokus 25' verkleinert im transversalen Abbildungsmaßstab 1 : 1/√2 erfolgen. Dies kann durch geeignete Wahl der Brennweite der Optik 27 leicht erreicht werden. In der Anordnung von Abb. 7 erfolgt hierzu zunächst eine verkleinerte Abbildung des Fokus 25 durch die Optik 27 im transversalen Abbildungsmaßstab 1 : 1/√2 in den Fokus 25' in der in der Brennebene der Optik 27' und anschließend eine 1 : 1 Abbildung des Fokus 25' durch die Optiken 27' und 12 in den Meßfokus 13. Zur Sicherstellung der 1 : 1 Abbildung muß die Brennweite der Optik 27' gleich der Brennweite der Optik 12 sein. Um verschiedene Baulängen von Augen — damit zugleich Brennweiten ihrer Optik — berücksichtigen zu können, kann die Optik 27' als Zoom-Optik ausgelegt werden. Dann verschiebt sich der kohärente Meßfokus 13 um dieselbe Strecke Δz wie der Meßspiegel und die Interferenzbedingung bleibt für alle Fokusspositionen erfüllt. Dies entspricht dem erfindungsgemäßen Verfahren.

Offenbar kann die Einhaltung der Interferenzbedingung bei bewegtem kohärentem Meßfokus durch geeignete Wahl des Abbildungsmaßstabs der bewegten Fokusse 25, 25' und 13 auf vielfältige Weise erreicht werden. So kann im Strahlengang nach Abb. 7 beispielsweise bereits die Abbildung des Fokus 22 durch den Meßlichtspiegel 24 in den Fokus 25 im (transversalen) Abbildungsmaßstab 1 : 1/√2 erfolgen. Dann kann die Optik 27 weggelassen werden und eine 1 : 1 Abbildung des Fokus 25 in den Fokus 13 erfolgen, wobei auch hier die Optik 27' als Zoom-Optik ausgebildet werden kann, um unterschiedliche Baulängen von Augen berücksichtigen zu können. Hat man also anfangs die optische Weglänge des Meßstrahlengangs über den Meßfokus 13 gleich der optischen Länge des Referenzlichtstrahlengangs gemacht, bleibt dies und damit die Interferenzbedingung für den kohärenten Meßfokus auch bei dessen Bewegung durch das Meßobjekt hindurch erhalten. Dies entspricht dem erfindungsgemäßen Verfahren.

Das vom Meßobjekt remittierte Licht wird von der Optik des Auges (bzw. der Optik 12) wiederum annähernd kollimiert und von den Optiken 27' und 27 über den Strahlteiler 26 in den Fokus 32 fokussiert. Der Fokus 32 in dem vom Meßobjekt remittierten Licht macht ebenfalls eine axiale Bewegung. Mit Hilfe einer mitbewegten Lochblende 33 kann man hier Lichtanteile, die nicht aus dem kohärenten Meßfokus 13 kommen, ausblenden. Hierzu muß die Lochblende 33 synchron mit dem Fokus 32 bewegt werden, was beispielsweise mittels eines Schrittmotor-gesteuerten Scanningtisches oder durch eine piezoelektrisch gesteuerte Halterung oder auf andere Weise erreicht werden kann.

Die optische Länge des Referenzlicht-Strahlengangs von dem Strahlteiler 20 über den Umlenkspiegel 34 zum Strahlteiler 35 wird durch Verschieben des Umlenkspiegels 34 (durch einen Doppelpfeil angedeutet) zur Einstellung der Interferenzbedingung gleich der optischen Länge des Meßstrahlengangs, das ist die optische Länge von der Teilerfläche 20 über den Strahlteiler 23 zum Hohlspiegel 24 und von dort über den Strahlteiler 23 zum Fokus 25 und weiter über den Strahlteiler 26 durch die Optiken 27, 27' und 12 zum Meßfokus 13 der Meßstelle und von dort zurück über den Strahlteiler 26 zum Fokus 32 und weiter über die Optik 37 zum Strahlteiler 35, gemacht. D. h. die optische Wegdifferenz zwischen Referenzlicht-Strahlengang und Meßlicht-Strahlengang bleibt auch für den bewegten kohärenten Meßfokus 13 gleich Null und es ist nur das aus dem kohärenten Meßfokus remittierte Licht mit dem Referenzlicht interferenzfähig. Dies entspricht dem erfindungsgemäßen Verfahren.

Im Interferometer nach Abb. 7 kann auch ein Konvexspiegel 40 als Meßlichtspiegel verwendet werden, wie in der Abb. 10a skizziert. Hierbei wird der Meßstrahl 2" von einer Optik 41 in den Krümmungsmittelpunkt 42 des Konvexspiegels 40 fokussiert. Der von diesem virtuellen Fokus 42 divergent zurücklaufende Meßstrahl 2" wird von der Optik 43 in den Fokus 25 fokussiert. Der übrige Strahlengang kann unverändert dem der Abb. 7 entsprechen. Sinngemäß kann schließlich der Konvexspiegel 40 auch durch eine Kombination aus Zerstreuungslinse 44 und Planspiegel 45 ersetzt werden, wie in der Abb. 10b dargestellt.

In der Abb. 11 ist das erfindungsgemäße Verfahren an einem Strahlengang des Dual-Beam-Verfahrens auf der Basis eines Michelson-Interferometer-Strahlengangs in der Anwendung zur Distanzmessung an der Retina erklärt. Bei diesem Verfahren wird das Meßob-

jekt mit einem Doppelstrahl $2' + 2''$, dem "Dual-Beam", beleuchtet, bestehend aus dem Referenzstrahl $2'$ und dem Meßstrahl $2''$. Diese zwei Strahlen entstehen auf folgende Weise:

Der aus der Lichtquelle 1 austretende räumlich kohärente Lichtstrahl 2 mit kurzer Kohärenzlänge l_c wird von der Optik 50 in den Fokus 51 fokussiert. Das vom Fokus 51 divergent verlaufende Lichtbündel durchläuft zum einen Teil den Strahlteiler 52 und trifft als Referenzlichtbündel $2'$ auf den konkaven Referenzspiegel 54. Dort wird das Referenzlichtbündel reflektiert und in den Fokus 53 fokussiert. Dieses Referenzlichtbündel wird nach Reflexion am Strahlteiler 52 von der Optik 58 auf das Auge gerichtet. Der an der Hornhautvorderfläche 59 reflektierte Teil des Lichtbündels $2'$ fungiert bei dem Dual-beam-Verfahren am Interferometerausgang als Referenzlicht. Dieses wird von der Optik 58 über den Strahlteiler 57 auf die Lochblende 60 projiziert und von der Optik 61 auf den Photodetektor 62, wo es mit dem Meßlicht interferiert.

Weiters wird das vom Fokus 51 divergent verlaufende Lichtbündel 2 von dem Strahlteiler 52 als Meßlichtbündel $2''$ auf den Meßlichtspiegel (Hohlspiegel) 55 gerichtet und muß von diesem gemäß der Erfindung im (transversalen) Abbildungsmaßstab $1 : 1/\sqrt{2}$ in den Fokus 56' fokussiert werden. Der Hohlspiegel 55 wird zur Durchführung der Messung in z-Richtung — ähnlich wie schon oben beschrieben mittels eines Schrittmotor-gesteuerten Scanningtisches oder durch eine piezoelektrisch gesteuerte Halterung oder auf andere Weise — in z-Richtung, wie durch den Doppelpfeil angedeutet, um die Strecke Δz bewegt. Dann verschiebt sich der Fokus 56' wegen der verkleinerten Abbildung auch nur um Δz und die optische Weglänge in dem Meßstrahlengang verkürzt sich an dieser Stelle um $2 \cdot \Delta z$. Ferner wird der Fokus 56' von der Optik 58 und der Optik 12 des Auges in den Meßfokus 13 auf der Retina abgebildet. Wenn die Brennweite der Optik 58 gleich jener der Optik 12 des Auges ist, erfolgt diese Abbildung im Maßstab $1 : 1$. Damit verschiebt sich der Meßfokus 13 um Δz und die optische Länge verlängert sich in diesem Teil des Meßstrahlengangs um $2 \cdot \Delta z$ (Hin- und Rücklauf). Wenn die optische Länge des Referenzstrahlenganges durch geeignete Position des Umlenkspiegels 54 gleich der optischen Länge im Meßstrahlengang bis zum Meßfokus 13 und zurück zur Strahlenvereinigung bei dem Strahlteiler 57 gemacht wird, ist die Interferenzbedingung für den kohärenten Meßfokus und damit die erfindungsgemäße Bedingung erfüllt, daß die optische Länge im Referenzstrahlengang gleich ist der optischen Länge im Objektstrahlengang, gerechnet von der Strahlteilung 52 über den kohärenten Meßfokus 13 zur Strahlensammenführung 57 u. zw. für alle Positionen des Meßfokus. Dann ist bei Verschiebung des kohärenten Meßfokus 13 in z-Richtung immer nur das aus diesem remittierte Licht mit dem Referenzlicht interferenzfähig und nur dieses wird zur interferometrischen Messung benutzt. Dies entspricht der Erfindung.

Das vom kohärenten Meßfokus 13 remittierte Licht wird von der Optik 12 des Auges und der Optik 58 über den Strahlteiler 57 in den Fokus 63 fokussiert. Der Fokus 63 macht ebenfalls eine axiale Bewegung synchron mit dem kohärenten Meßfokus 13. Mit Hilfe einer Lochblende 60 kann man hier Lichtanteile, die nicht aus dem kohärenten Meßfokus 13 kommen, ausblenden. Hierzu muß die Lochblende 60 allerdings synchron mit dem Fokus 63 bewegt werden, was beispielsweise mittels eines Schrittmotor-gesteuerten Scanningtisches oder

durch eine piezoelektrisch gesteuerte Halterung oder auf andere Weise erreicht werden kann.

Bei der Kohärenz-Tomographie erfolgt, wie schon oben angedeutet, eine ganze Reihe von beispielsweise in der x-Richtung eng benachbarten A-Scan-Messungen. In der Abb. 12 ist ein Beispiel aus der Ophthalmologie zur Gewinnung von Tomogrammen der Retina auf Basis eines modifizierten Mach-Zehnder-Interferometers angegeben. Von der Lichtquelle 1 wird ein Kurzkohärentes Lichtbündel 2 emittiert. Dieses wird von der Strahlteilerfläche 4 in Referenzstrahl $2'$ und Meßstrahl $2''$ geteilt. Der Meßstrahl $2''$ wird von dem Umlenkspiegel 70 und dem Strahlteiler 71 auf den bewegten Meßlichtspiegel 24 gerichtet. Dieser fokussiert das Meßlichtbündel $2''$ in den Fokus 72. Der Fokus 72 wird von den Optiken 73 und 74 über den Scanningspiegel 75 in den Fokus 76 abgebildet und weiter von der Optik 77 und der Optik 12 des Auges in den kohärenten Meßfokus 13. Der drehbare Spiegel 75 richtet den Meßlichtstrahl $2''$ bzw. den Fokus 13 auf verschiedene Stellen am Fundus 30 des Auges und ermöglicht so die Gewinnung eines Tomogramms. Das vom kohärenten Meßfokus 13 remittierte Lichtbündel 10 nimmt denselben Weg zurück bis zum Strahlteiler 4, durchsetzt diesen und wird von der Optik 78 durch die Lochblende 79 auf den Photodetektor 90 gerichtet.

Das Referenzlichtbündel $2'$ wird von dem Dachkantprisma 91, welches zum Abgleich der optischen Weglängen im Referenz- und Meßstrahlengang dient, zum Umlenkspiegel 92 und von dort zur Optik 93 gerichtet. Das Referenzlichtbündel $2'$ wird danach von der Optik 93 aufgeweitet und von der Optik 94 über den Strahlteiler 95 in die Nähe der Hornhaut des Auges fokussiert bzw. gespiegelt. Das von der Hornhaut reflektierte Lichtbündel 9 nimmt denselben Weg zurück bis zum Strahlteiler 4, wo es von der Optik 78 durch die Lochblende 79 auf den Photodetektor 90 gerichtet wird und mit dem vom Fundus kommenden Lichtbündel interferiert.

Die Kohärenz des Fokus 13 mit dem Referenzlicht wird durch optischen Wegabgleich zwischen Referenz- und Meßlichtbündel erreicht. Hier trifft auf den Meßlichtspiegel 24 ein paralleles Lichtbündel und wird in den Fokus 72 fokussiert. Da hier der Meßlichtspiegel 24 den Fokus 72 um dieselbe Strecke mitbewegt, wird der Fokus hier erfindungsgemäß durch zwei $1 : 1$ -Abbildungen, einmal durch die Optiken 73 und 74 nach 76 und einmal durch die Optiken 77 und 12 nach 13 abgebildet. Eine dieser Optiken kann als Zoom-Optik ausgebildet werden, um unterschiedliche Augenlängen berücksichtigen zu können. Verschiebt sich der Spiegel 24 in Achsrichtung um die Strecke Δs , verkürzt sich die optische Länge im Meßstrahlengang an dieser Stelle um $2 \cdot \Delta s$. Da der Fokus 13 um die Strecke Δs verschoben wird, verlängert sich am Auge die optische Länge des Meßstrahlengangs um $2 \cdot \Delta s$ (Hin- und Rücklauf), so daß insgesamt die optische Länge des Meßlichtstrahlengangs unverändert gleich der optischen Länge des Referenzlichtstrahlengangs bleibt. Dies entspricht der Erfindung.

Es sei noch erwähnt, daß auch die Anwendung der Kohärenz-Distanzmessung nach den Abb. 6 und 7 für die Kohärenz-Tomographie so realisiert werden kann, daß zwischen dem Interferometer und dem Meßobjekt 28 ein rotierender Scanningspiegel angeordnet wird, der den Meßstrahl $2''$ auf unterschiedliche x-Positionen am Meßobjekt lenkt, in welchen die A-Scan-Messung erfolgt.

Schließlich sei noch die Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens an einem faseroptischen Tomo-

graphie-Gerät illustriert. In der Abb. 13 emittiert eine Lichtquelle 1 einen Kurzkohärenten Lichtstrahl 2, der von einer Optik 100 auf die Eingangsfläche 101 eines faseroptischen Michelson-Interferometers 99 mit einem faseroptischen Koppler 115 gerichtet wird. Der Lichtstrahl 2 wird durch den faseroptischen Koppler in Referenzlichtstrahl 2' und Meßlichtstrahl 2'' geteilt. Der Referenzlichtstrahl 2' wird von einer Optik 102 auf den Referenzspiegel 103 gerichtet, der zum Einstellen der Interferenzbedingung (gleiche optische Weglänge vom Strahlteiler des Interferometers zum Referenzspiegel 103 und zum kohärenten Meßfokus 13) in Strahlrichtung verschoben werden kann, was durch den Doppelpfeil angedeutet ist.

Der Meßlichtstrahl 2'' wird von einer Optik 104 kollimiert und durch einen Strahlteiler 105 hindurch auf den Meßlichtspiegel (Hohlspiegel) 106 gerichtet. Der Hohlspiegel 106 dient zur Realisierung des bewegten kohärenten Meßfokus. Er wird in Strahlrichtung, wie durch den Doppelpfeil angedeutet, um die Strecke Δs bewegt. Der Spiegel 106 fokussiert das Meßlichtbündel 2'' in den Fokus 107, der hier eine Verschiebung in Richtung der Strahlachse um dieselbe Strecke Δs erfährt, wie der Meßlichtspiegel 106. Auch hier können Alternativen zum Hohlspiegel 106, wie in den Abb. 8a, 8b, 9, 10a und 10b beschrieben, eingesetzt werden.

Der Fokus 107 wird durch die Optik 108 über den Scanningspiegel 109 in den Fokus 110 abgebildet. Der Fokus 110 wird weiters durch die Optik 111 und die Optik 12 des Auges (Cornea und Augenlinse) in den kohärenten Meßfokus 13 auf dem Augenfundus abgebildet. Der Scanningspiegel 109 dient dazu, den Meßstrahl 2'' auf verschiedene Positionen am Meßobjekt (hier der Augenfundus) zu richten, um das tomographische Abbildungsverfahren zu realisieren. Die z-Positionen der lichtremittierenden Stellen im Meßobjekt erhält man hier aus den zugehörigen Positionen des Meßspiegels 106.

Da hier der den Fokus 107 erzeugende Umlenkspiegel 106 von einem parallelen Lichtbündel beleuchtet wird, verschiebt sich der Fokus 107 um dieselbe Strecke Δs wie der Umlenkspiegel selbst. Daher muß die Abbildung des Fokus 107 in den Meßfokus 13 durch geeignete Wahl der Brennweiten der involvierten Optiken 108, 111 und 12 insgesamt im Abbildungsmaßstab 1 : 1 erfolgen. Zur Berücksichtigung unterschiedlicher Baulängen von Augen kann die Optik 111 als Zoom-Optik ausgebildet werden, deren Brennweite dann annähernd gleich der Augenbrennweite einzustellen wäre. Dann bleibt die optische Länge im Meßstrahlengang auch bei bewegtem kohärentem Meßfokus 13 konstant und bei entsprechender Abstimmung auch gleich groß wie die optische Länge im Referenzstrahlengang (Interferenzbedingung). Dies entspricht der Erfindung.

Die vom kohärenten Meßfokus 13 und dem Referenzspiegel 103 remittierten Lichtbündel 10 bzw. 9 werden im faseroptischen Interferometer überlagert, treten am Interferometerausgang 112 aus und werden von einer Optik 113 auf den Photodetektor 114 gerichtet, wo das elektrische Photodetektorsignal U entsteht, welches zur tomographischen Bildsynthese benutzt wird.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Kohärenz-Biometrie und -Tomographie mit erhöhter Transversalauflösung zur Messung der Lage lichtremittierender Stellen entlang einer Meßstrecke an der Oberfläche und im

Innern von Objekten mittels eines Meßlichtstrahls eines Kurzkohärenz-Interferometers, bei dem zur Erzielung von Interferenz ein Weglängenabgleich zwischen Meßarm und Referenzarm auf gleiche optische Länge erfolgt und die Positionen der lichtremittierenden Stellen im Objekt entlang der Meßstrecke aus der für diese Positionen zum Weglängenabgleich erforderlichen Längenänderung von Meßlichtstrahl und/oder Referenzstrahl bestimmt werden, wobei der Meßlichtstrahl in oder auf das Meßobjekt fokussiert und der so erzeugte Meßfokus entlang der Meßstrecke so bewegt wird, daß er bei der Abtastbewegung entlang der Meßstrecke kohärent zum Referenzlicht bleibt, dadurch gekennzeichnet, daß die Bewegung des Meßfokus (13) und der zur Gewährleistung seiner Kohärenz zum Referenzlicht (2') erforderliche Weglängenabgleich durch die Bewegung eines einzigen optischen Bauteils (24 in den Abb. 6 bis 8 und 12; 38 mit 39 in den Abb. 9; 40 in der Abb. 9a; 44 mit 45 in der Abb. 9b; 55 in der Abb. 11; 106 in der Abb. 13) bewerkstelligt werden.

2. Anordnung zur Kohärenz-Biometrie und -Tomographie mit erhöhter Transversalauflösung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß im Meßlichtstrahl (2'') eines Michelson-Interferometers ein von einem bewegten Hohlspiegel (24) erzeugter reeller Fokus (22) im transversalen Abbildungsmaßstab 1 : 1 in das Meßobjekt (30) abgebildet wird.

3. Anordnung zur Kohärenz-Biometrie und -Tomographie mit erhöhter Transversalauflösung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß im Meßlichtstrahl (2'') eines modifizierten Mach-Zehnder-Interferometers ein von einem bewegten Hohlspiegel (24) erzeugter reeller Fokus (25) im transversalen Abbildungsmaßstab 1 : 1/2 in das Meßobjekt abgebildet wird.

4. Anordnung zur Kohärenz-Biometrie und -Tomographie mit erhöhter Transversalauflösung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß im Meßlichtstrahl (2'') eines faseroptischen Interferometers (99) ein von einem bewegten Hohlspiegel (106) erzeugter reeller Fokus (107) im transversalen Abbildungsmaßstab 1 : 1 in das Meßobjekt abgebildet wird.

5. Anordnung zur Kohärenz-Biometrie und -Tomographie mit erhöhter Transversalauflösung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß im Meßarm eines Interferometers ein von einem bewegten Konvexspiegel (40) erzeugter virtueller Fokus (42) in das Meßobjekt abgebildet wird.

6. Anordnung zur Kohärenz-Biometrie und -Tomographie mit erhöhter Transversalauflösung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß im Meßarm eines Interferometers ein von einer Kombination aus Linse (38 bzw. 44) und Planspiegel (39 bzw. 45) bestehenden bewegten Optik erzeugter reeller oder virtueller Fokus (25 bzw. 42) in das Meßobjekt abgebildet wird.

7. Verfahren zur Kohärenz-Biometrie und Tomographie nach dem Doppelstrahl-Verfahren mit erhöhter Transversalauflösung zur Messung der Lage lichtremittierender Stellen entlang einer Meßstrecke an der Oberfläche und im Innern von Objekten auf Basis der Kurzkohärenz-Interferometrie, bei dem das Meßobjekt von einem Doppelstrahl, bestehend aus Meßlichtstrahl und Referenzlichtstrahl, beleuchtet wird, der aus einem Zwei-

strahl-Interferometer austritt und bei dem zur Erzielung von Interferenz in dem vom Meßobjekt remittierten Licht ein Weglängenabgleich zwischen Meßarm und Referenzarm dieses besagten Zweistrahl-Interferometers auf gleiche optische Länge erfolgt und die Positionen der lichtremittierenden Stellen im Objekt entlang der Meßstrecke aus der für diese Positionen zum Abgleich erforderlichen Längenänderung in Meßarm und/oder Referenzarm bestimmt werden, wobei der Referenzstrahl an einer festen lichtremittierenden Stelle des Objekts reflektiert wird, während der Meßstrahl in oder auf das Meßobjekt fokussiert wird und der so gebildete Meßfokus während der Messung entlang der Meßstrecke bewegt wird, dadurch gekennzeichnet, daß die Bewegung des Meßfokus (13) und der interferometrische Weglängenabgleich durch die Bewegung eines einzigen optischen Elements (55 in Abb. 11 bzw. 24 in Abb. 12) bewerkstelligt werden.

8. Anordnung zur Kohärenz-Biometrie und -Tomographie mit erhöhter Transversalauflösung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Doppelstrahl ($2' + 2''$) von einem modifizierten Michelson-Interferometer erzeugt wird und im Meßlichtstrahl ($2''$) ein von einem bewegten Hohlspiegel (55) erzeugter reeller Fokus (56') im Abbildungsmaßstab 1 : 1 in das Meßobjekt abgebildet wird.

9. Anordnung zur Kohärenz-Biometrie und -Tomographie mit erhöhter Transversalauflösung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Doppelstrahl ($2' + 2''$) von einem modifizierten Mach-Zehnder-Interferometer erzeugt wird und im Meßlichtstrahl ($2''$) ein von einem bewegten Hohlspiegel (24) erzeugter reeller Fokus (72) im transversalen Abbildungsmaßstab 1 : $\sqrt{2}$ in das Meßobjekt abgebildet wird.

10. Anordnung zur Kohärenz-Biometrie und -Tomographie mit erhöhter Transversalauflösung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß im Meßarm eines Interferometers ein von einem bewegten Konvexspiegel (40) erzeugter virtueller Fokus (42) in das Meßobjekt abgebildet wird.

11. Anordnung zur Kohärenz-Biometrie und -Tomographie mit erhöhter Transversalauflösung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß im Meßarm eines Interferometers ein von einer Kombination aus Linse (38 bzw. 44) und Planspiegel (39 bzw. 45) bestehenden bewegten Optik erzeugter reeller oder virtueller Fokus (25 bzw. 42) in das Meßobjekt abgebildet wird.

Hierzu 8 Seite(n) Zeichnungen

55

60

65

Abbildung 1:

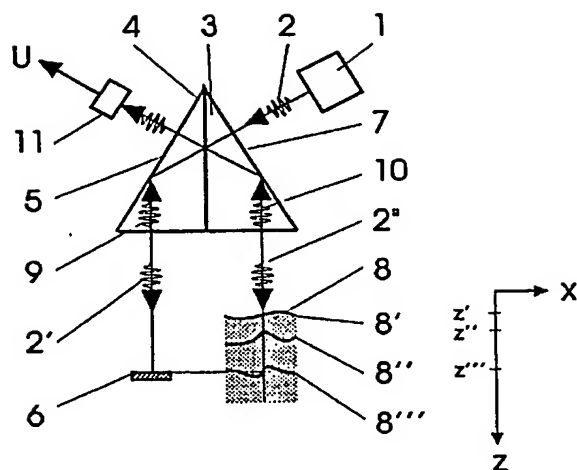


Abbildung 2:

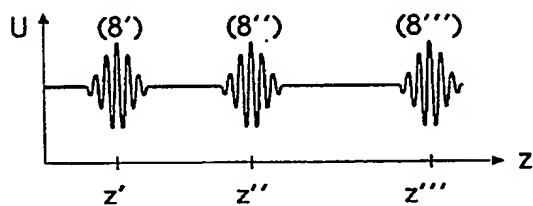


Abbildung 3:

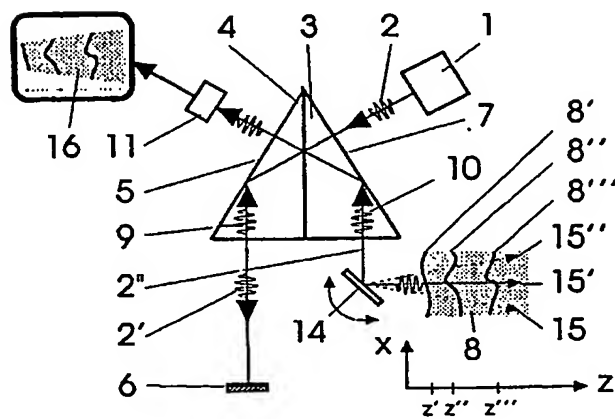


Abbildung 4:

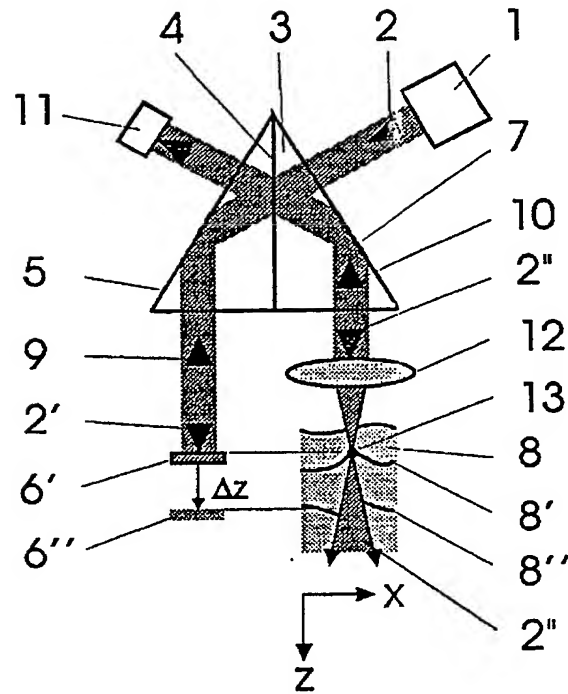


Abbildung 5:

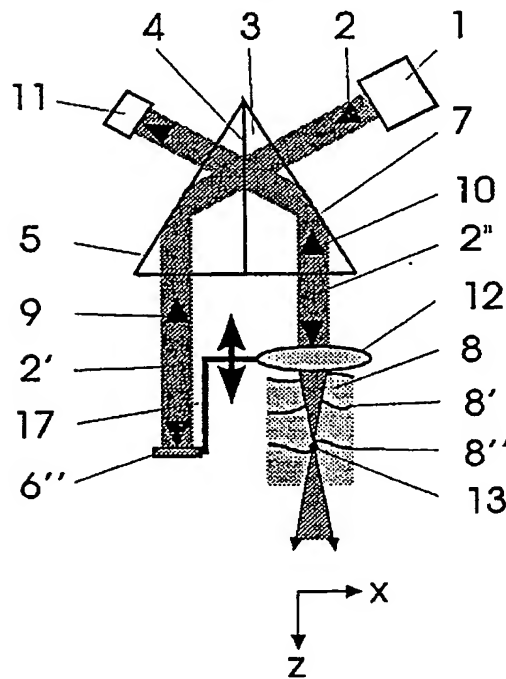
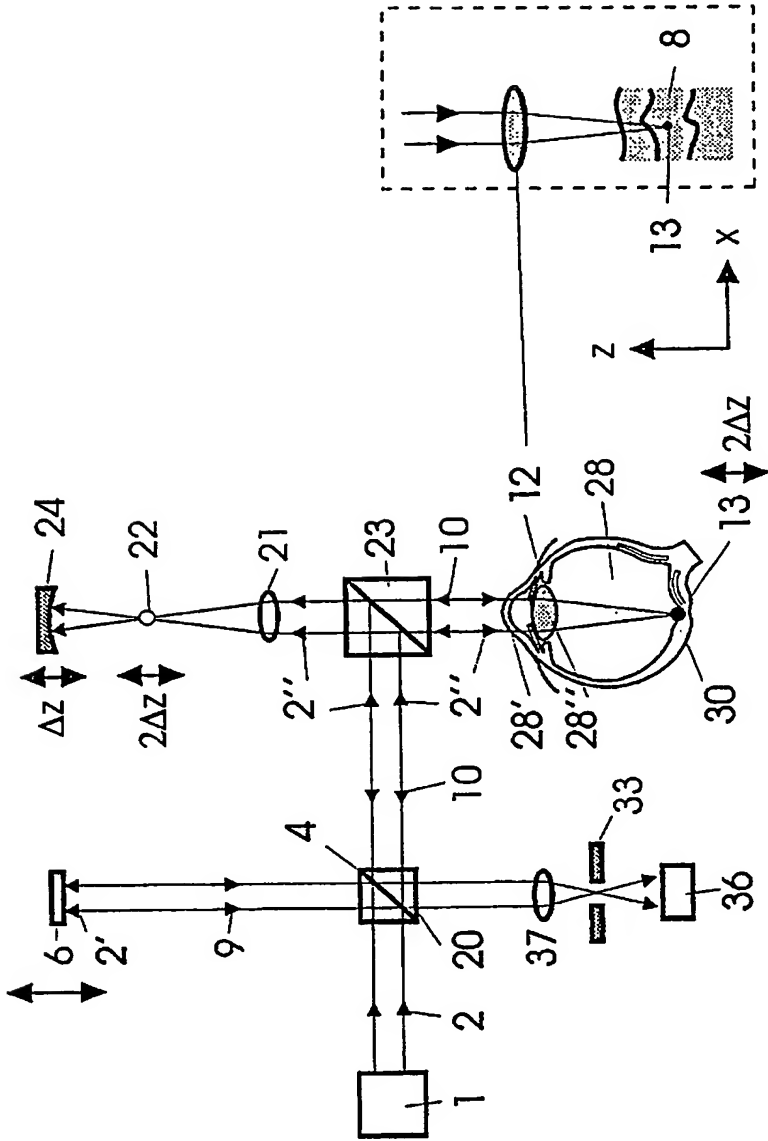


Abbildung 6:



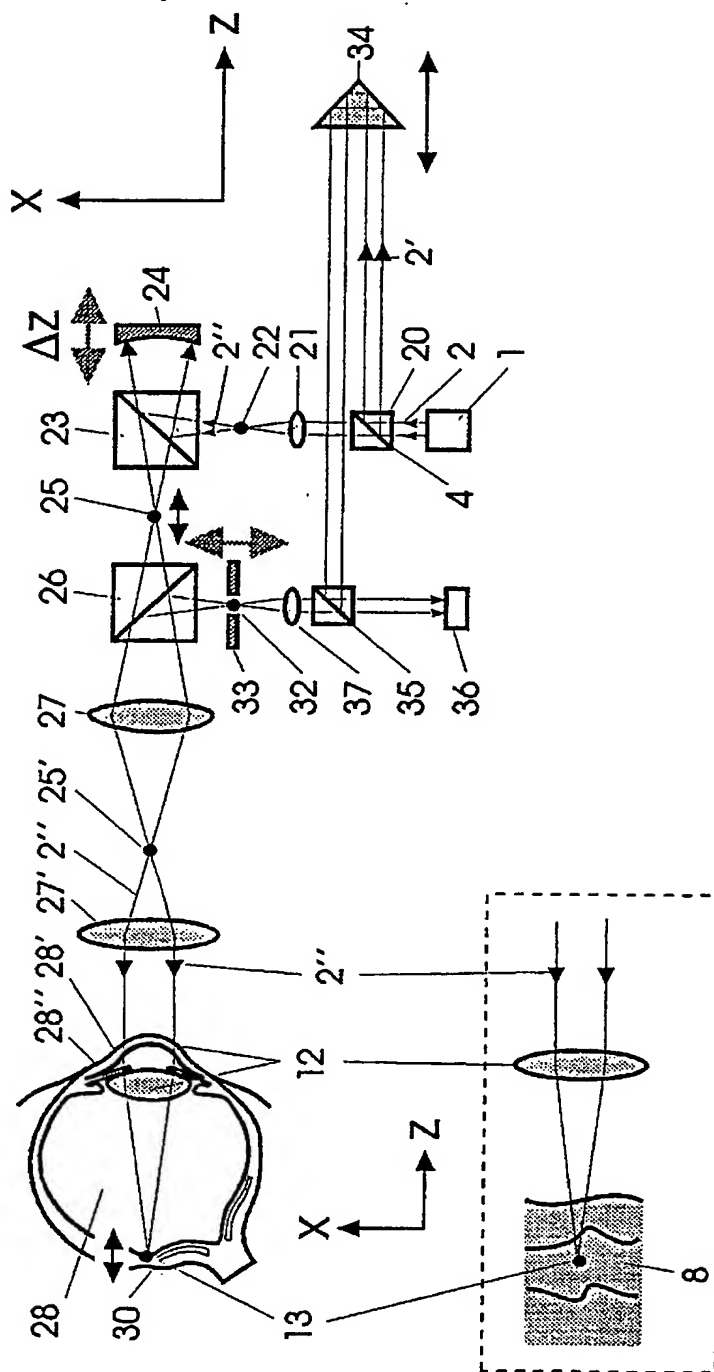


Abbildung 7:

Abbildung 8a:

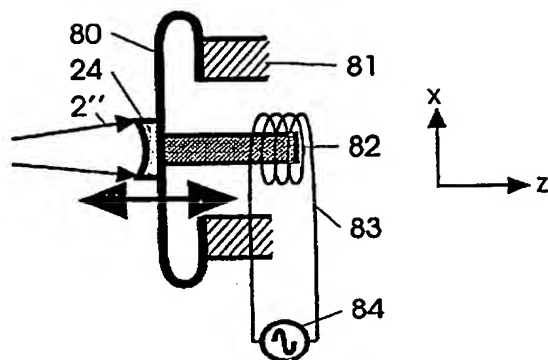


Abbildung 8b:

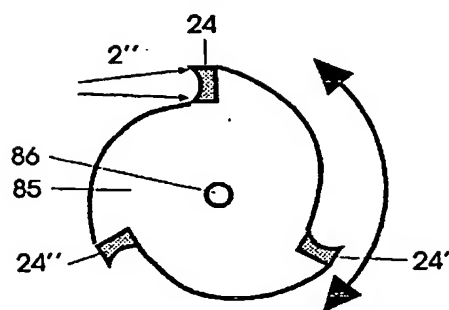


Abbildung 9:

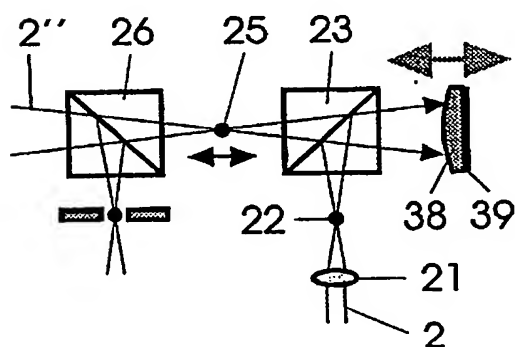


Abbildung 11:

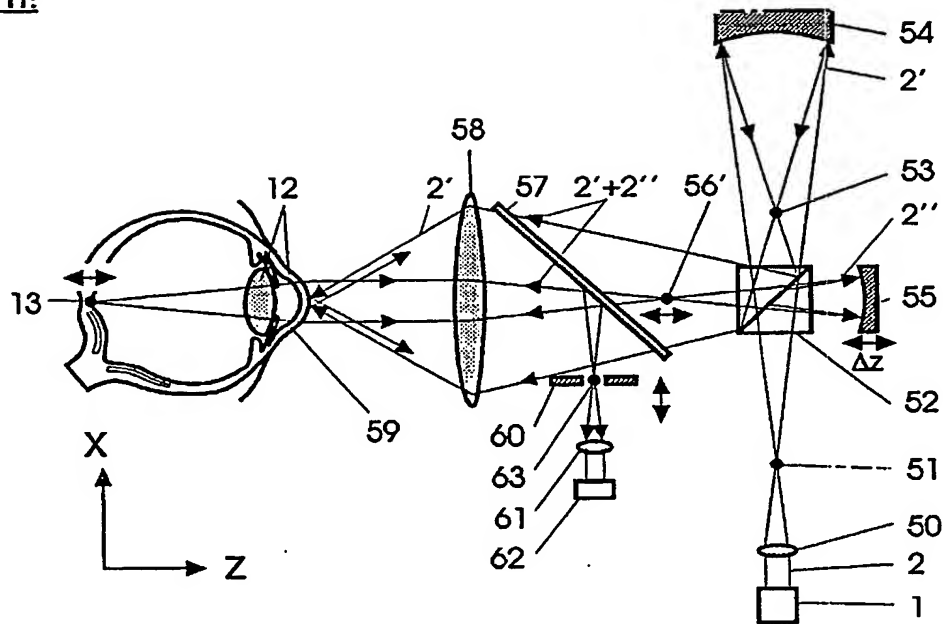


Abbildung 12:

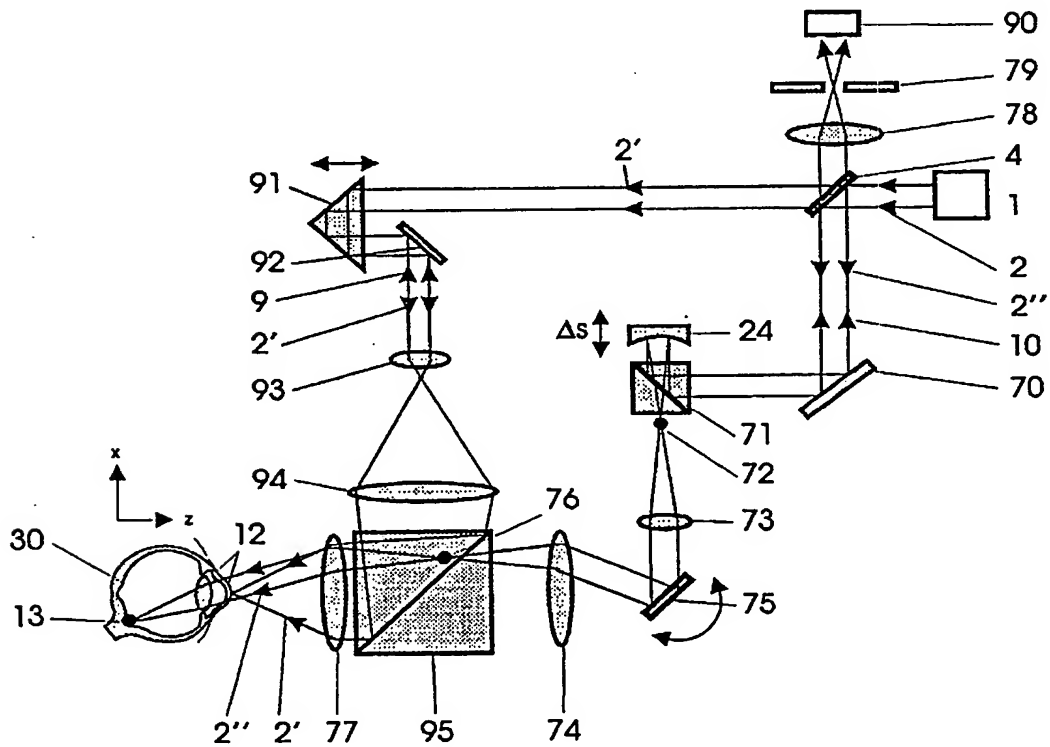


Abbildung 13:

